

## БИОМЕХАНИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ТРЕХМЕРНОЙ МАТЕМАТИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ КОМПОЗИТНО-АРМИРОВАННОЙ КУЛЬТЕВОЙ ШТИФТОВОЙ ВКЛАДКИ

РУБНИКОВИЧ С.П.<sup>1</sup>, ФИСЮНОВ А.Д.<sup>2</sup>, ШУКЕВИЧ Я.И.<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Белорусская медицинская академия последипломного образования, г. Минск, Республика Беларусь

<sup>2</sup>Витебский государственный ордена Дружбы народов медицинский университет, г. Витебск, Республика Беларусь

<sup>3</sup>Белорусский национальный технический университет, г. Минск, Республика Беларусь

Вестник ВГМУ. – 2017. – Том 16, №4. – С. 97-103.

## BIOMECHANICAL ANALYSIS OF A THREE-DIMENSIONAL MATHEMATICAL MODEL OF A COMPOSITE-REINFORCED STUMP POST

RUBNIKOVICH S.P.<sup>1</sup>, FISJUNOV A.D.<sup>2</sup>, SHUKEVICH Y.I.<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education, Minsk, Republic of Belarus

<sup>2</sup>Vitebsk State Order of Peoples' Friendship Medical University, Vitebsk, Republic of Belarus

<sup>3</sup>Belarusian National Technical University, Minsk, Republic of Belarus

Vestnik VGMU. 2017;16(4):97-103.

### Резюме.

Зуб и окружающие его ткани составляют единую биомеханическую структуру, обеспечивающую восприятие, распространение и поглощение циклической жевательной нагрузки. Восстановление биомеханической целостности структуры является важной задачей при лечении дефектов твердых тканей.

Авторами была предложена композитно-армированная культевая штифтовая вкладка, отличающаяся тем, что для изготовления последней используются основной и дополнительные волокнистые штифты, усиливающие ретенцию культевой части, рационально распределяющие нагрузку и упрочняющие полученную систему.

В статье представлены результаты изучения напряженно-деформированного состояния предложенной конструкции композитно-армированной культевой штифтовой вкладки методом конечных элементов на трехмерной математической модели. В результате проведенного исследования разработана трехмерная математическая модель, которая включала в себя в качестве исходных данных характеристики твердых тканей зуба, восстановительной штифтовой конструкции, покрывающей ее искусственной коронки и фиксирующего цемента.

Было изучено распределение напряжений, возникающих при использовании авторской штифтовой конструкции и одноштифтового аналога под действием разнонаправленных нагрузок величиной от 150 до 1050Н, различной толщине фиксирующего цемента от 0,3 до 0,7 мм и дифференцированном уровне закрепления зуба, имитирующем атрофию костных стенок лунки. Предлагаемая конструкция штифтовой вкладки позволяет снизить величину эквивалентных напряжений на вершине штифта на 63,64%, на границе сред – на 83,33%, в дентине корня – на 85,42% по сравнению с традиционными конструкциями.

*Ключевые слова:* дефекты твердых тканей зубов, композитно-армированная культевая штифтовая вкладка, напряженно-деформированное состояние, метод конечных элементов, трехмерная математическая модель.

### Abstract.

A tooth and its surrounding tissues comprise a unified biomechanical system responsible for perception, distribution and absorption of repeated masticatory load. Regeneration of the biomechanical integrity is crucial in the restoration of hard tissue defects.

The authors have proposed a fiber-reinforced composite stump post that differs in its fabrication procedure during which

primary and some additional fiber posts are used, they strengthen stump retention, efficiently distribute the load and reinforce the whole system.

This article presents the results of the strain-stress state studying on a 3D mathematical model of the suggested composite-reinforced post using the finite elements method. As a result of the conducted research the 3D mathematical model has been developed, that includes as the initial data the characteristics of the hard dental tissues, the restorative post construction, an artificial crown covering it and luting cements.

The research covered the distribution of stresses arising from the use of the uniquely designed post and a single-post analogue under the action of differently directed stresses ranging from 150 to 1050 N, with different thickness of luting cement ranging from 0,3 to 0,7 mm and with the differential tooth fixation level imitating a bundle bone atrophy. The suggested post construction allows to decrease the level of the corresponding stress: at the top of the post construction – by 63,64%, at the media boundaries – by 83,33%, in the root dentine – by 85,42% as compared to commonly used constructions.

*Key words: defects of hard dental tissues, fiber-reinforced composite stump post, strain-stress state, finite elements method, three-dimensional mathematical model.*

Коронковая часть зуба может быть разрушена или ослаблена кариозным процессом, острой или хронической травмой, депульпированием, препарированием под различные виды ортопедических конструкций, а также некариозными поражениями как врожденного, так и приобретенного генеза.

Восстановление дефектов твердых тканей зубов штифтовыми конструкциями при значительном разрушении коронки зуба наиболее полно отвечает требованиям полноценной передачи жевательного давления и позволяет сохранить корень от фактуры под действием функциональных нагрузок [1-4].

Дефекты зубных тканей нарушают целостность биомеханической структуры зуба, приводят к концентрации внутренних напряжений и формированию зон локальной усталости. Это ведет к образованию микротрещин, которые, сливаясь между собой, могут стать причиной перелома. Восстановление биомеханической целостности зуба является важной задачей при лечении дефектов твердых тканей. Оптимальное сочетание трех элементов: твердых тканей зуба, собственно восстановительной конструкции и прочного соединения между ними является залогом надежного и долговечного функционирования восстановленного зуба [5-7].

В качестве функциональной характеристики зуба, подверженного действию жевательной нагрузки, может быть использовано его НДС (напряжено-деформированное состояние). Анализ НДС дает возможность получить достоверную информацию о характере распределения напряжения в рассматриваемой биологической системе, что в свою очередь позволяет значительно снизить вероятность возникновения осложнений [1].

Нами была разработана и предложена к практическому применению композитно-армированная культевая штифтовая вкладка, отличающаяся от известной конструкции вкладки тем, что для ее изготовления используются основной и дополнительные стекловолоконные штифты, усиливающие ретенцию культевой части, рационально распределяющие нагрузку и упрочняющие полученную систему [8].

Предлагаемая композитно-армированная культевая штифтовая вкладка индивидуальна, точно адаптируется к стенкам корневого канала, пригодна как для прямого, так и непрямого восстановления, по физическим свойствам близка к твердым тканям зуба. Восстановление на основе нескольких штифтов, армирующих далеко от оси зуба, придает повышенную несущую способность с учетом интрузивных и экструзивных сил, а также изгибающих моментов. При непрямом методе изготовления мы получаем штифтовую конструкцию, точно соответствующую анатомии подготовленного ложа и за счет предварительной полимеризации вкладки лишенную недостатков в виде высокого С-фактора.

Цель – провести биомеханическую оценку эффективности использования предложенной композитно-армированной культевой штифтовой вкладки методом конечных элементов на разработанной трехмерной математической модели при разнонаправленных нагрузках.

## Материал и методы

Экспериментальные исследования проводились на базе научно-исследовательской лаборатории «Динамика систем и механика материалов» (НИЛ ДСиММ) Белорусского нацио-

нального технического университета.

Для биомеханической оценки использовали математическую модель, которая позволила проанализировать НДС восстановленного зуба для каждого конкретного случая и остановить выбор на наиболее рациональном варианте для пациента. С помощью программы Comsol Multiphysics 5.0. для каждого варианта системы «штифтовая конструкция – фиксирующий цемент – твердые ткани зуба» были получены карты распределения эквивалентного напряжения, вызванные внешней нагрузкой. Полученные поля напряжений оценивали по хроматической шкале, где каждый цвет имеет свой показатель напряжения. При расчете предельных состояний использовался прочностной критерий Мизеса.

Зафиксированные в процессе моделирования цифровые данные были подвергнуты статистической обработке, которая была произведена на компьютере с использованием программы Microsoft Excel и пакета прикладных программ Statistica 10. Значимость влияния исследуемых факторов проверяли по критерию Фишера. Критерий Фишера являлся значимым, и влияние исследуемого фактора считалось доказанным при  $p < 0,05$ .

## Результаты и обсуждение

В сотрудничестве с научно-исследовательской лабораторией «Динамика систем и механика материалов» (НИЛ ДСиММ) Белорусского национального технического университета была построена трехмерная математическая модель, включающая в себя в качестве исходных данных характеристики твердых тканей зуба, восстановительной штифтовой конструкции, покрывающей ее искусственной коронки и фиксирующего цемента.

Для изучения биомеханических процессов в системе «штифтовая конструкция – фиксирующий цемент – твердые ткани зуба» рассматривали следующие ситуации:

I. Сравнение НДС при использовании одно- и трехштифтовой конструкции композитной культевой вкладки (нагрузка 150 Н). Нами оценивалась нагрузка в твердых тканях зуба, на границе «вкладка – фиксирующий цемент» и непосредственно в штифтовой конструкции.

1. Анализ при толщине фиксирующего цемента от 0,5 до 0,7 мм.

Характер распределения напряжений соот-

ветствует эластичной штифтовой конструкции с концентрацией напряжений преимущественно в цервикальной области зуба.

Исследования показали преимущество трехштифтовой конструкции при приложении вертикальной нагрузки за счет редукции напряжений в дентине корня зуба на 2,33% (1 шт. – 7,16 МПа, 3 шт. – 6,99 МПа).

Кроме того, определялся положительный эффект армирования тремя штифтами за счет значительного (до 17,88%) снижения напряжений на границе фиксирующий цемент – штифтовая конструкция.

Так при использовании композитно-армированной культевой штифтовой вкладки напряжения на границе «фиксирующий цемент – штифтовая конструкция» были ниже на 5,95% (1 шт. – 0,84 МПа, 3 шт. – 0,79 МПа) при вертикальной нагрузке, на 17,88% (1 шт. – 5,48 МПа, 3 шт. – 4,5 МПа) при боковой нагрузке вправо, на 17,12% (1 шт. – 5,55 МПа, 3 шт. – 4,6 МПа) при боковой нагрузке влево (рис. 1). При косой нагрузке под 45° вправо отмечается редукция напряжений при использовании трехштифтовой вкладки на 14,89% (1 шт. – 4,03 МПа, 3 шт. – 3,43 МПа), при косой влево – на 14,99% (1 шт. – 3,67 МПа, 3 шт. – 3,12 МПа).

2. Анализ при толщине фиксирующего цемента 0,3 мм.

Картина распределения напряжений в случае как одного, так и трех штифтов соответствовала характеру распределения напряжений, который типичен для жестких штифтовых конструкций с преимущественной концентрацией нагрузки на вершине штифта.

Основные изменения в стенках зуба наблюдали при косой нагрузке вправо, где преимуществом обладают три штифта, обеспечивая снижение эффективных напряжений Мизеса на 11,95% с 11,43 МПа до 10,06 МПа.

Определяется существенное преимущество многоштифтовой композитной вкладки за счет значительного снижения напряжений на границе «фиксирующий цемент – штифтовая конструкция» при боковых и косых нагрузках. Редукция напряжений в процентах составила до 23,12%.

Так, напряжения ниже при использовании трехштифтовой вкладки на 23,12% (1 шт. – 12,11 МПа, 3 шт. – 9,31 МПа) при боковой нагрузке влево, на 15,52% (1 шт. – 11,02 МПа, 3 шт. – 9,31 МПа) при боковой нагрузке вправо, на 22,79% (1

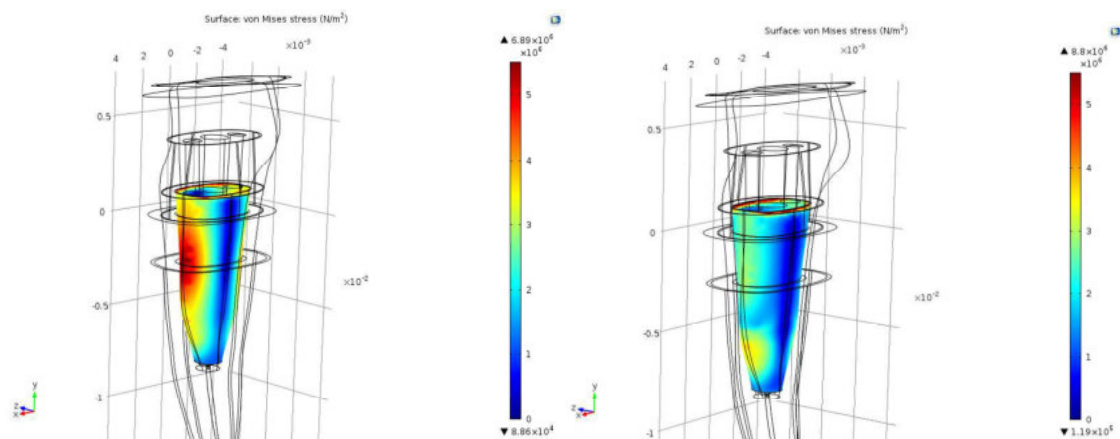


Рисунок 1 – Боковая нагрузка влево (слева один штифт, справа – три штифта).

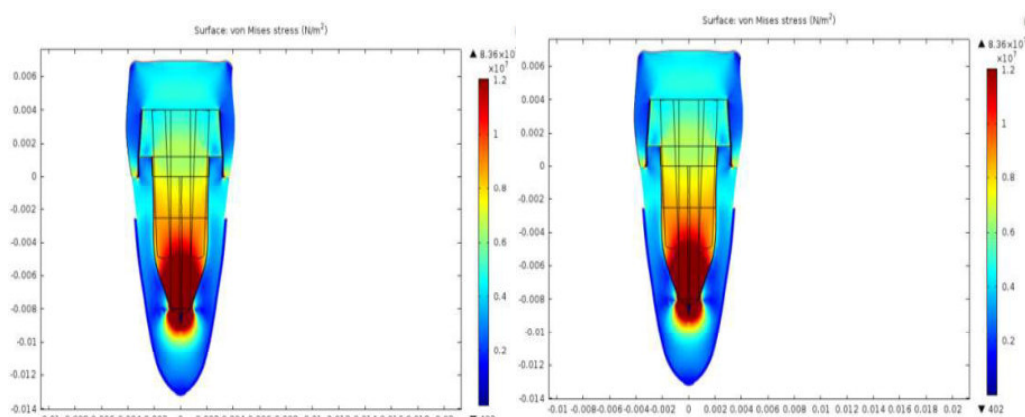


Рисунок 2 – Вертикальная нагрузка (слева диоксид циркония, справа – Co-Cr сплав).

шт. – 10,1 МПа, 3 шт. – 7,8 МПа) при косой нагрузке вправо, на 11,43% (1 шт. – 7,44 МПа, 3 шт. – 6,59 МПа) при косой нагрузке влево.

Анализ распределения напряжений показал, что предлагаемая конструкция композитно-армированной культевой штифтовой вкладки снижает напряжения, возникающие в твердых тканях зуба (до 11,95%). Кроме того, обладает преимуществом в значительном снижении НДС (до 23,12%) на границе штифтовой конструкции и фиксирующего цемента при разнонаправленных нагрузках, что уменьшает риск расцементирования и поломки ортопедической конструкции.

II. Характер распределения напряжений при использовании культевых штифтовых вкладок, изготовленных из кобальто-хромового сплава и диоксида циркония.

Наблюдается типичное для жестких штифтовых конструкций распределение напряжений, заключающиеся в концентрации максимальных нагрузок преимущественно на вершине штифта. Величина последних достигает 27,31 МПа. Сле-

дует отметить, что зафиксированы значительные напряжения не только в самой вкладке и на границе штифтовой конструкции с фиксирующим цементом (до 55,85 МПа), но и в стенках корня (до 59,01 МПа), что подвергает последний риску fractures (рис. 2).

Для сравнения, максимальные напряжения при использовании предлагаемой конструкции вкладки на вершине штифта при толщине фиксирующего цемента 0,3 мм в указанной области – 9,93 МПа (редукция на 63,64%). На границе штифтовой конструкции с цементом – 9,31 МПа (снижение на 83,33%). В стенке корня – 10,06 МПа (снижение на 85,42%).

III. Сравнение НДС при использовании одно- и трехштифтовой конструкции композитной культевой вкладки под действием повышенных внешних нагрузок (350Н, 650Н, 1050Н). Отсутствие атрофии стенок лунки.

1. Толщина цемента 0,5-0,7 мм.

Зафиксировано существенное снижение напряжений на границе «штифтовая конструкция

– фиксирующий цемент» при действии вертикальных и боковых нагрузок в случае использования трех штифтов. При 350Н редукция составила 15,02%, при 650Н – 19,92%, при 1050Н – 15,24%.

## 2. Толщина цемента 0,3 мм.

При действии вертикальной нагрузки равной 1050Н в большей степени напряжения визуализируются на границе трехштифтовой вкладки (1 шт. – 14,87 МПа, 3 шт. – 17,94 МПа). Данный факт объясняется повышенной жесткостью трехштифтовой конструкции и минимальной толщиной цемента, который не может скомпенсировать столь значительную нагрузку.

В это же время наблюдается снижение напряжений в случае использования трех штифтов при боковых нагрузках. На границе «вкладка – фиксирующий цемент» при 350Н редукция составила – 20,1%, при 650 – 12,78%, при 1050 – 5,27%.

Зная предел текучести и изгибный модуль, в расчётном ПО получили значения начала пластических (т.е. необратимых) деформаций при максимальных нагрузках.

Установлено, что область концентрации наибольших напряжений локализуется в дентине зуба на границе с краем искусственной коронки (рис. 3). И несмотря на то, что площадь действия максимальных напряжений мала, последние достигают значительных величин (выше упругой зоны для дентина).

Мы определили преимущество композитно-армированной культевой штифтовой вкладки перед одноштифтовой модификацией в виде повышения порога необратимых деформаций при максимальных нагрузках и толщине фиксиру-

ющего цемента 0,3 мм. А также зафиксировали неоспоримое влияние толщины фиксирующего материала в виде прямо противоположных результатов в случае использования лютинг-агента толщиной 0,5-0,7 мм.

Учитывая значимое влияние описанного фактора, можно рекомендовать сохранение прецизионности вкладки в цервикальной области и увеличение толщины цемента в других участках (к примеру, за счет пескоструйной обработки перед фиксацией).

IV. Сравнение НДС при использовании одно- и трехштифтовой конструкции композитной культевой вкладки и различном уровне закрепления зуба, имитирующем атрофию костных стенок зубной альвеолы.

Мы провели анализ НДС при стандартной разнонаправленной нагрузке в 150Н при значениях уровня костной поддержки +0,5, -0,5, -1 и -1,5 мм от первоначального. Исследование не выявило отличий в распределении напряжений как в стенках корня, так и на поверхности штифтовой конструкции при использовании разного количества армирующих штифтов.

В то же время можно констатировать факт увеличения пятна напряжений в стенках зуба при снижении уровня прикрепления, которому соответствует увеличение атрофии стенок лунки. Так, при атрофии костной ткани на 0,5 мм эквивалентные напряжения в стенке корня увеличиваются на 13,4% по сравнению с изначальным уровнем закрепления (до 56,7 МПа), при атрофии 1 мм – на 36% (до 68 МПа), при атрофии 1,5 мм – на 58% (до 80 МПа).

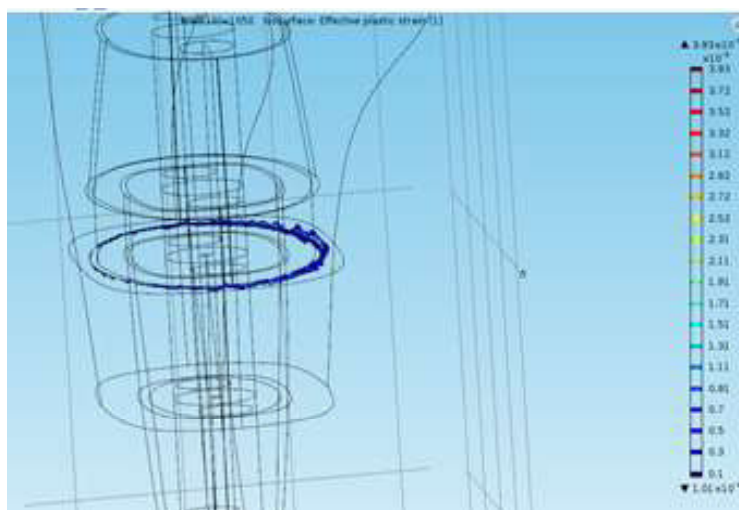


Рисунок 3 – Локализация пластических (необратимых) деформаций. Вид спереди.

Соответственно, напряжения в сохраненных зубных тканях и собственно штифтовой конструкции можно уменьшить путем увеличения длины штифта, а именно глубины его погружения относительно границы закрепления. Последнее осуществимо без риска сконцентрировать опасную нагрузку на вершине штифта, что произошло бы в случае применения жесткой штифтовой конструкции.

## Заключение

1. При различной толщине фиксирующего цемента зафиксирован эффект от использования трех штифтов в виде значительного (до 23,12%) снижения напряжений на границе «вкладка – цемент» при воздействии разнонаправленных нагрузок, что уменьшает риск расцементирования и поломки ортопедической конструкции. Снижение напряжений в твердых тканях зуба при использовании предлагаемой нами вкладки составило до 11,95%.

2. В случае применения жестких штифтовых конструкций на основе диоксида циркония и кобальто-хромового сплава были зафиксированы значительные (до 59,01 МПа) напряжения, подвергаящие корень риску фрактуры. Для сравнения, предлагаемая конструкция вкладки позволяет снизить величину эквивалентных напряжений. Так, на вершине штифтовой конструкции напряжения ниже на 63,64%, на границе сред – на 83,33%, в дентине корня – на 85,42%.

3. Анализ распределения напряжений показал, что неоспоримое и существенное влияние на картину НДС оказывает толщина фиксирующего композиционного цемента. Было продемонстрировано, что слой цемента деформируется больше всего, но при этом напряжения в нем малы. За счет высокой эластичности он играет роль своеобразного демпфера и релаксатора напряжений, что зафиксировано в значительном снижении нагрузок как в дентине корня, собственно штифто-

вой конструкции, так и на границе сред при использовании прослойки фиксирующего агента большей толщины.

Так, при приложении левосторонней нагрузки величиной 150Н напряжения при использовании одноштифтовой вкладки и цемента толщиной 0,3 и 0,5-0,7 мм составили на границе сред 12,11 МПа и 5,55 МПа соответственно (редукция 54,17%). При применении трехштифтовой вкладки напряжения с увеличением толщины цементной прослойки снизились с 9,31 МПа до 4,6 МПа (редукция 50,6%).

## Литература

1. Laser speckle technology in stomatology. Diagnostics of stresses and strains of hard biotissues and orthodontic and orthopedic structures / Y. L. Denisova [et al.] // J. Eng. Phys. Thermophys. – 2013 Jul. – Vol. 86, N 4. – P. 940–951.
2. EndoProtetyka : przewodnik dla praktyki / M. Żarow [et al.]. – Warszawa : Kwintesencja, 2013. – 309 p.
3. Рубникович, С. П. Теоретическое исследование биомеханического поведения математической модели в системе «штифтовая конструкция – корень зуба» / С. П. Рубникович, Н. А. Фомин, Н. Б. Базылев // Современ. стоматология. – 2001. – № 2. – С. 44–46.
4. Рубникович, С. П. Протезирование зубов со сниженной высотой коронковой части / С. П. Рубникович // Современ. стоматология. – 2002. – № 1. – С. 37–38.
5. Fomin, N. A. New possibilities of investigating blood flow in soft tissues of the mouth / N. A. Fomin, S. P. Rubnicovich, N. B. Bazylev // J. Eng. Phys. Thermophys. – 2008 May. – Vol. 81. – P. 533.
6. Bazylev, N. B. Investigation of the stressed-strained state of cermet dentures using digital laser speckle-photographic analysis / N. B. Bazylev, S. P. Rubnicovich // J. Eng. Phys. Thermophys. – 2009 Jul. – Vol. 82. – P. 789.
7. Рубникович, С. П. Анализ напряженно-деформационного состояния корня зуба, восстановленного литой культевой штифтовой вкладкой методом цифровой спекл-фотографии / С. П. Рубникович, Н. А. Фомин, Н. Б. Базылев // Современ. стоматология. – 2001. – № 3. – С. 50–52.
8. Рубникович, С. П. Методы биомеханической оценки напряженно-деформированного состояния твердых тканей зубов и восстановительных штифтовых конструкций / С. П. Рубникович, А. Д. Фисюнов, Я. И. Шукевич // Стоматолог. – 2016. – № 4. – С. 48–56.

Поступила 22.05.2017 г.

Принята в печать 04.08.2017 г.

## References

1. Denisova YL, Bazylev NB, Rubnicovich SP, Fomin NA. Laser speckle technology in stomatology. Diagnostics of stresses and strains of hard biotissues and orthodontic and orthopedic structures. J Eng Phys Thermophys. 2013 Jul;86(4):940-51. doi: 10.1007/s10891-013-0915-y

2. Żarow M, Pawlicka H, Krupiński J, D'Arcangelo C. EndoProtetyka: przewodnik dla praktyki. Warszawa: Kwintesencja; 2013. 309 p.
3. Rubnicovich SP, Fomin NA, Bazylev NB. Theoretical study of the biomechanical behavior of the mathematical model in the «pin design – the root of the tooth». Sovremen Stomatologii. 2001;(2):44-6. (In Russ.)

4. Rubnikovich SP. Denture treatment with the reduced height of a coronal part. *Sovremen Stomatologiya*. 2002;(1):37-8. (In Russ.)
5. Fomin NA, Rubnikovich SP, Bazylev NB. New possibilities of investigating blood flow in soft tissues of the mouth. *J Eng Phys Thermophys*. 2008 May;81:533. doi: 10.1007/s10891-008-0065-9
6. Bazylev NB, Rubnikovich SP. Investigation of the stressed-strained state of cermet dentures using digital laser speckle-photographic analysis. *J Eng Phys Thermophys*. 2009 Jul;82:789. doi: 10.1007/s10891-009-0247-0
7. Rubnikovich SP, Fomin NA, Bazylev NB. The analysis of an intense and deformation condition of the fang restored by a cast kultevy bayonet tab by method of the digital speckl-photo. *Sovremen Stomatologiya*. 2001;(3):50-2. (In Russ.)
8. Rubnikovich SP, Fisjunov AD, Shukevich YaI. Methods of biomechanical assessment of the intense deformed condition of firm tissues of teeth and recovery bayonet designs. *Stomatolog*. 2016;(4):48-56. (In Russ.)

Submitted 22.05.2017

Accepted 04.08.2017

#### **Сведения об авторах:**

Рубникович С.П. – д.м.н., профессор, заведующий кафедрой ортопедической стоматологии и ортодонтии с курсом детской стоматологии, Белорусская медицинская академия последипломного образования;  
Фисюнов А.Д. – старший преподаватель кафедры общей стоматологии с курсом ортопедической стоматологии, Витебский государственный ордена Дружбы народов медицинский университет;  
Шукевич Я.И. – ассистент-исследователь научно-исследовательской лаборатории «Динамика систем и механика материалов», Белорусский национальный технический университет.

#### **Information about authors:**

*Rubnikovich S.P. – Doctor of Medical Sciences, professor, head of the Chair of Prosthetic Dentistry & Orthodontics with the course of Pediatric Dentistry, Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education;*  
*Fisjunov A.D. – senior teacher of the Chair of General Dentistry with the course of Prosthetic Dentistry, Vitebsk State Order of Peoples' Friendship Medical University, postgraduate of the Chair of Prosthetic Dentistry & Orthodontics with the course of Pediatric Dentistry, Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education;*  
*Shukevich Y.I. – assistant-researcher of the Scientific-Research Laboratory «Systems behavior and materials mechanics», Belarusian National Technical University.*

**Адрес для корреспонденции:** Республика Беларусь, 210023, г. Витебск, пр. Фрунзе, 27, Витебский государственный ордена Дружбы народов медицинский университет, кафедра общей стоматологии с курсом ортопедической стоматологии. E-mail: Aleks156@mail.ru – Фисюнов Александр Дмитриевич.

**Correspondence address:** Republic of Belarus, 210023, Vitebsk, 27 Frunze ave., Vitebsk State Order of Peoples' Friendship Medical University, Chair of General Dentistry with the course of Prosthetic Dentistry. E-mail: Aleks156@mail.ru – Alexander D. Fisjunov.